

文章编号:1004-7220(2013)01-0044-06

# 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的力学分析

张站柱<sup>1a</sup>, 乔爱科<sup>1a</sup>, 付文宇<sup>1b,2</sup>

(1. 北京工业大学 a. 生命科学与生物工程学院, b. 建筑与工程学院, 北京 100124; 2. 北京联合大学 机械与电子工程学院, 北京 100020)

**摘要:** **目的** 研究具有不同连接筋的支架对椎动脉狭窄的力学作用, 以期为支架的设计以及介入治疗提供更加科学的指导。 **方法** 采用 Pro/Engineer 建立 3 种不同连接筋的支架模型(根据连接筋形状分别称为 L-支架、V-支架和 S-支架)和带有狭窄的椎动脉模型; 使用 ABAQUS 有限元分析程序, 对模型施加相同的边界条件, 模拟 3 种支架在相同椎动脉模型中的展开过程。 **结果** 相比 L-支架和 V-支架, 具有较好柔顺性的 S-支架引起的血管应力较小, 造成血管伸直的程度较弱; 且 S-支架上的应力和轴向短缩均较小, 从而使得支架对血管造成的损伤较小。 **结论** 3 种支架中 S-支架具有较好的治疗效果, 可降低支架内再狭窄发生的可能性, 且具有较好的临床应用前景。

**关键词:** 动脉狭窄; 血管内支架; 支架内再狭窄; 数值模拟; 生物力学

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Mechanical analysis on treatment of vertebral stenosis by stents with different links

ZHANG Zhan-zhu<sup>1a</sup>, QIAO Ai-ke<sup>1a</sup>, FU Wen-yu<sup>1b,2</sup> (1. a. College of Life Science and Bio-engineering, b. College of Architecture and Civil Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Union University, Beijing 100020, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the mechanical effect of stents with different links on the treatment of vertebral artery stenosis, and provide scientific guidelines for the design of stent structure and clinical procedure of stenting intervention. **Methods** Models of three kinds of stents with different types of links (namely, L-stent, V-stent and S-stent according to the shape of links) and vertebral artery with stenosis were established by using Pro/Engineering, then the same boundary conditions were exerted on the three models to simulate the stent deployed in the vertebral artery by finite element analysis using ABAQUS. **Results** Compared with L-stent and V-stent, S-stent had a better compliance, generating smaller stress in the arterial wall, causing relatively weak vascular straightening. Due to smaller stress and axial shortening generated in the stent strut, S-stent made less lesion on the arterial wall. **Conclusions** The therapeutic effect of S-stent is the best among the three kinds of stents, which could reduce in-stent-restenosis, and has good prospect in clinical application.

**Key words:** Arterial stenosis; Endovascular stent; In-stent restenosis; Numerical simulation; Biomechanics

支架置入技术是通过支架的机械性支撑使发生管腔狭窄病变的血管恢复畅通, 已成为治疗血管狭窄有效的方式。近年来, 越来越多种类的血管内支架被应用于临床治疗<sup>[1]</sup>。不同种类的支架对血管造成损伤的程度不同, 从而对术后支架内再狭窄率

的影响存在较大差异<sup>[2]</sup>。因此, 支架的结构设计对其介入治疗效果有直接影响。对支架介入治疗效果的数值模拟研究已有报道。在扩张过程中, 支架会引起对内皮细胞的剥蚀、弹性层的损伤、平滑肌的损伤; 支架置入后, 血管被伸直产生变形, 血管会产生

收稿日期: 2012-03-31; 修回日期: 2012-05-01

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10972016, 81171107), 北京市自然科学基金资助项目(3092004)。

通信作者: 乔爱科, 教授, Tel: (010)67396657; E-mail: qak@bjut.edu.cn。

非组织应力及应力集中。支架的机械性支撑使狭窄病变血管恢复畅通,血管将会受到支架长期性外力的作用。支架长期压迫血管可导致支架内局部内膜组织过度增生,从而引起支架内再狭窄<sup>[3-4]</sup>。影响支架介入治疗效果的因素很多,包括支架支撑筋的间距、支架的厚度以及血管的弯曲程度等。但是,目前关于支架连接筋的形式对支架介入治疗效果影响的数值模拟研究却鲜有报道。

本文对3种具有不同连接筋的支架治疗椎动脉狭窄的力学效果进行数值模拟,实现了在相同边界条件下3种支架在相同椎动脉模型中的展开,并分析和比较不同支架形式对椎动脉狭窄病变的力学作用效果以及与支架内再狭窄的联系,以期对支架选择、支架设计和手术规划等提供科学依据。

## 1 材料与方 法

### 1.1 模型和材料

如图1所示,采用Pro/E构建3种不同连接筋的支架和理想的椎动脉模型。建立的支架模型的连接筋分别是L型、V型和S型,分别简称为L-支架、V-支架和S-支架。建立的椎动脉模型开口处有狭窄,狭窄部位采用 $\beta$ -样条曲线模拟成中间较厚的斑块,其中间最厚部分高度为血管内径的1/3,狭窄率为56%,狭窄部位内径为2.4 mm。3种支架除连接筋形式不同外,其他尺寸均相同。支架长度为11.5 mm,外径为2.24 mm。支架丝宽度为0.14 mm,厚度为0.12 mm,支撑筋间距为1 mm。支架孔隙率分别约等于74.3%、72.1%和70.4%。锁骨下动脉近端内径为5.6 mm,锁骨下动脉远端内径为4.12 mm,椎动脉远端内径为3.6 mm。

本文选取模型的材料属性同文献[5],其中支架材料为304不锈钢,赋予其双线性弹塑性材料属性;血管和斑块为钙化组织,赋予其理想的线弹性、各向同性且不可压缩材料属性。具体参数见表1。

表1 材料属性

Tab.1 Material properties

结构	材料	单元类型	材料模型	弹性模量/kPa	泊松比	屈服强度/kPa
支架	304 不锈钢	C3D8R	双线性、各向同性	193 000	0.27	207
斑块	钙化斑块	C3D4	线性、各向同性	2.19	0.499	
血管	钙化血管	C3D4	线性、各向同性	1.75	0.499	

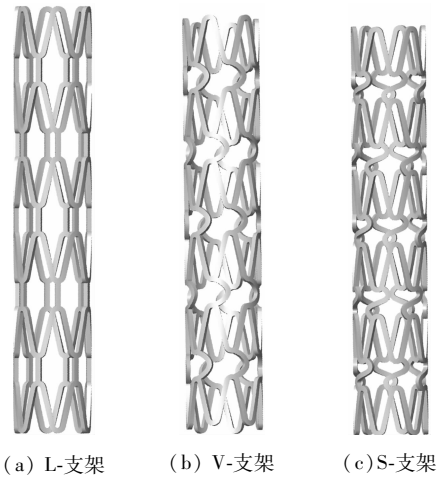


图1 支架与椎动脉模型

Fig.1 Models of the stent (a) L-stent, (b) V-stent, (c) S-stent

### 1.2 网格和边界条件

在ABAQUS软件中,分别将3种支架置入椎动脉模型中,然后分别对支架和椎动脉进行网格划分。支架有限元模型全部采用8节点6面体减缩积分单元(C3D8R)进行网格离散,椎动脉有限元模型则采用4节点4面体单元(C3D4)进行网格离散<sup>[6-7]</sup>。

首先在支架内表面施加一致的径向位移,使得支架在给定位移的条件下能够实现扩张至原始直径的2倍。然后再去除掉位移约束,模拟支架与血管之间的相互作用<sup>[2]</sup>。血管模型中的锁骨下动脉近端和锁骨下动脉远端限制所有自由度,椎动脉远端无自由度限制。支架靠近椎动脉开口处的一端限制轴向自由度,另一端无自由度限制,而支架内表面允许在径向和轴向运动。选用ABAQUS/Standard进行求解。

### 1.3 网格的敏感性分析

对支架和血管进行一系列不同数量的网格划分,数值计算后获得不同网格数量下的数值结果,对比分析支架和血管上的应力峰值,从而确定能够获

得比较精确的数值计算结果的支架和血管网格数量<sup>[2]</sup>。最后,选取支架和血管的网格数量分别为 $10 \times 10^3$ 、 $300 \times 10^3$ 左右。

## 2 结果

支架介入治疗效果的评价主要从以下4个方面进行考虑<sup>[8]</sup>:①血管上的应力分布;②支架上的应力分布;③弯曲血管的伸直;④支架的轴向短缩。

### 2.1 血管上的应力分布

图2所示为血管上应力的分布云图。L-支架、V-支架和S-支架引起血管的应力峰值分别为1.304、1.226和1.059 MPa;3种支架引起血管的应力峰值均在斑块部位,并且在血管的弯曲外侧。S-支架引起血管的应力峰值最小,V-支架居中,S-支架

最大。随着血管上应力值的增大,支架刺入血管的深度也随之增加;支架对血管内皮细胞造成损伤的可能性也随之增大,发生支架内再狭窄的可能性也越高<sup>[2]</sup>。而应力峰值越高,越易于引起斑块的破裂,可能造成血管阻塞,引起卒中。从评价支架介入治疗效果的角度来看,S-支架的介入治疗效果相对较好。

### 2.2 支架上的应力分布

图3分别显示了3种支架在相同条件展开后的应力分布云图。L-支架、V-支架和S-支架上的应力峰值分别是379、376和346 MPa,L-支架上的应力峰值最大,V-支架次之,S-支架最小。虽然3种支架的应力峰值有所不同,但是支架上的应力分布方式基本相似。

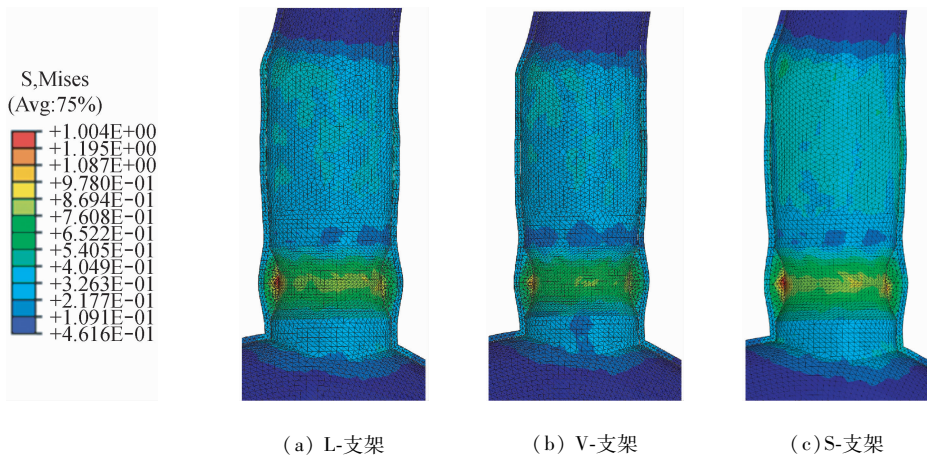


图2 血管上的应力分布云图

Fig. 2 Stress contours in the arterial wall (a) L-stent, (b) V-stent, (c) S-stent

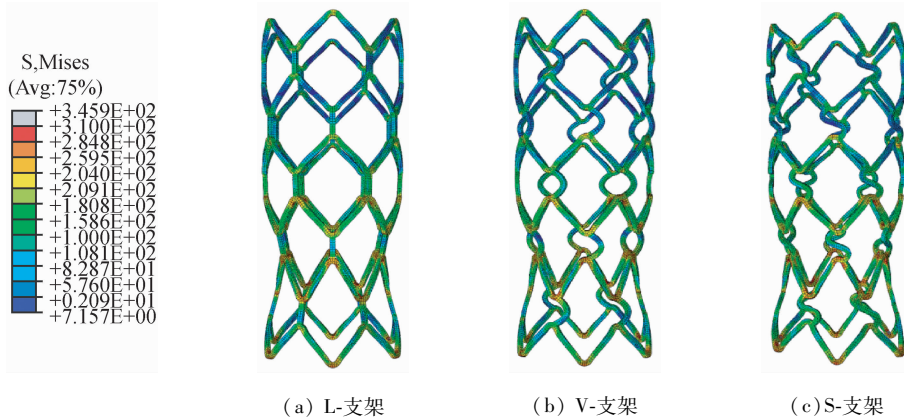


图3 支架上的应力分布云图

Fig. 3 Stress contours in the stent (a) L-stent, (b) V-stent, (c) S-stent

由图3可看出,较高应力区域位于支架的连接筋与支撑筋的连接处,而较低的应力区域位于支架的连接筋和支撑筋的中间位置。支架的连接筋与支撑筋的连接处为明显的应力集中区,且支架上的应力峰值也出现在此区域。支架上的应力峰值越大,支架发生破裂的可能性越大。破裂的支架将会增加对血管内壁的损伤,从而引起支架内再狭窄的发生。更有甚者,支架对血管内壁的损伤过大,会造成支架刺穿血管<sup>[9]</sup>。此外,支架的介入治疗是将支架永久性地植入到病变血管内,支架的服役寿命也值得关注。从防止支架在扩张过程中发生破裂的角度来看,预测支架的应力峰值也显得比较重要。

### 2.3 弯曲血管的伸直

在本文中,血管的材料是可进行较大变形的理想线弹性模型,支架的材料是不锈钢。支架的柔顺性无法与血管相比拟,因而支架的置入使血管发生局部形状的改变,弯曲血管被明显伸直,这与 Wu 等<sup>[10]</sup>的数值模拟结果相符。椎动脉远端中间点的位移可以间接地反映血管的伸直情况。本文提取了椎动脉远端中间点沿 Y 轴方向的位移,如表2所示。放置 L-支架的弯曲血管被伸直的情况最严重,放置 V-支架的弯曲血管次之,放置 S-支架的弯曲血管被伸直的情况最弱,这与支架的柔顺性的情况一致。血管伸直最严重与最弱的中间点位移相差只有 3.7%,表明支架连接筋的形式对血管的伸直影响较小,但在一定程度上反映血管的伸直情况与支架的柔顺性密切相关。

表2 椎动脉远端中间点的位移

Tab.2 Displacement of the middle point of vertebral distal end

放置支架的椎动脉	位移/mm
L-支架	1.41
V-支架	1.38
S-支架	1.36

### 2.4 支架的轴向短缩

在支架的展开过程中,支架的轴向长度将会随着径向的扩张而逐渐缩短。这一行为可以用轴向短缩率来描述,即

$$C = \frac{L_0 - L}{L_0} \times 100\% \quad (1)$$

式中: $L_0$  是支架的原始长度, $L$  是支架膨胀后的长

度。表3是3种支架在相同条件展开后的轴向短缩率,其中 L-支架的轴向短缩率最大,V-支架次之,S-支架的轴向短缩率最小。较小的轴向短缩率有利于保证支架在血管中的准确定位,对支架的临床应用非常有利。S-支架比 L-支架和 V-支架更有利于在血管中的定位,更便于手术,具有更好的临床应用前景。

表3 支架的轴向短缩

Tab.3 Axial shortening of the stent

支架	原始长度, $L_0$ /mm	膨胀后长度, $L$ /mm	短缩率, $C$ /%
L-支架	11.5	9.37	18.5
V-支架	11.5	9.82	14.6
S-支架	11.5	10.04	12.7

## 3 讨论

在本文中,支架引起血管的应力峰值出现在血管的弯曲外侧,这与 Wu 等<sup>[10]</sup>的模拟结果相反。在 Wu 等的数值模拟实验中,弯曲血管的应力峰值出现在弯曲内侧。对比本文与 Wu 等的数值模拟实验可知,模型的施加边界条件以及支架扩张的模拟过程均基本相似,而有限元分析软件和血管模型则不同。Wu 等采用的有限元分析软件为 ANSYS,本文采用的有限元分析软件为 ABAQUS。数值模拟实验的结果理论上应该较小受不同有限元分析软件的影响,然而两者实验结果却截然相反。因此,可以判断这必然与两者建立的不同的血管模型密切相关。Wu 等建立的血管模型为简单的弯曲血管,而本文中建立的血管模型不仅有简单的弯曲血管部位,而且还增加了较复杂的分支血管部位。支架在扩张的过程中,与血管接触并发生相互作用,不但支架发生径向膨胀产生机械性支撑从而使病变狭窄部位血管恢复畅通,而且血管对支架的径向膨胀有阻碍作用从而迫使支架产生径向回缩<sup>[11]</sup>,故支架与血管之间不同程度的相互作用引起血管上的应力值也有所不同。因而,在 Wu 等的数值模拟实验中,简单的弯曲血管与支架的相互作用造成支架与弯曲内侧的斑块之间的相互作用程度最大,从而应力峰值出现在血管的弯曲内侧。在本文的数值模拟实验中,支架的扩张过程是在既有弯曲又有分支的血管中模拟的;支架在扩张的过程中不仅与弯曲血管发生相互作用,而且与分支部位也发生互相作用。在上述双重

相互作用下造成支架与弯曲外侧的斑块相互作用程度最大,从而应力峰值出现在血管的弯曲外侧。支架在既有弯曲又有分支的血管中较在简单的弯曲血管中的展开过程更加复杂,也更具有研究价值与意义,因为不仅椎动脉开口处易于发生血管狭窄<sup>[12]</sup>,而且分叉处也易形成斑块<sup>[13]</sup>。

支架的置入不仅引起弯曲血管的伸直,而且造成放置支架的病变血管与两端的正常血管之间出现顺应性不匹配。相比带有斑块处的病变血管,支架末端处的血管更加柔软。因而,在支架末端处,支架与血管支架之间的失配最严重,支架末端处的血管的曲率变化最大,且造成血管局部的应力集中。此外,由于支架与血管柔顺性的失配,展开后的支架造成血管产生拐点,血管的曲率在支架末端发生突变。在拐点处,硬的支架末端和柔软的血管导致轴向硬度的不一致,因而此处血管受到的刺激比别处更大,更易于引发支架内再狭窄<sup>[14]</sup>。不论是弯曲血管被伸直,还是支架与血管柔顺性的失配,均与支架的柔顺性密切相关。因此,在设计支架时,应充分考虑支架的柔顺性,特别是支架两端的柔顺性。不但可以考虑从中间到两端支架的连接筋的变化,而且还可以考虑开、闭环支架的结合,甚至同一支架既考虑连接筋的变化又考虑开、闭环的结合,使得支架由中间到两端的柔顺性能够更好地逐渐过度,从而能够更有效地防止支架内再狭窄的发生。

支架的轴向短缩率越大,说明支架的轴向形变越大。而支架的形变越大,支架与血管支架之间发生的相对位移则越大,从而支架对血管内壁造成的损伤的可能性越大。此外,形状和大小毫无规则的斑块散落在病变血管的内壁上<sup>[15]</sup>,病变血管部位内壁上的斑块会突入到支架的网格内。在支架与血管支架之间发生的相对运动的过程中,这些斑块可能会被支架丝剥落。支架与血管支架之间发生的相对位移越大,斑块被支架丝剥落的可能性越大,卒中风险加大;而且斑块被剥落的数量越多,从而对血管造成的损伤也越大,发生支架内再狭窄的可能性也越高。相比L-支架和V-支架,S-支架具有更优的介入治疗效果,以及更优的预防支架内再狭窄的效果。

材料力学参数的正确性在很大程度上决定了有限元计算结果的有效性。真实的斑块具有非线性、各向异性且随着空间的变化而变化的材料属性。在

本文中,斑块被赋予了理想的线弹性、各向同性的材料属性,将复杂的力学参数进行了简化,这将会引入一定的误差。但很多相关研究均采用了斑块简化的材料属性,而采用接近斑块真实力学性能的材料属性的研究则鲜有报道。可以看出,采用简化的材料模型也有一定的理论意义,而真实斑块的力学模型则很难建立,有待进一步的研究。

## 4 结论

通过对比3种不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的力学分析,可以得出如下结论:

(1) 相比L-支架和V-支架,S-支架的柔顺性最好,且S-支架上的应力及其造成血管上的应力均较小。支架的柔顺性越好,则其治疗效果越好。

(2) 支架连接筋的形式对血管的伸直影响较小,但血管的伸直情况与支架的柔顺性却密切相关。支架的柔顺性越好,引起支架内再狭窄的可能性越小。

(3) 3种不同连接筋的支架中,S-支架的轴向短缩最小。较好的连接筋形式,可以有效地减小支架的轴向短缩率,降低支架内再狭窄发生的可能性。

本文模拟了支架与血管壁之间的相互作用,对后续进行管壁-支架-血流三者耦合研究具有参考价值。

## 参考文献:

- [1] Colombo A, Stankovic G, Moses JW. Selection of coronary stents [J]. J Am COLL Cardiol, 2002, 40(6): 1021-1033.
- [2] Gu LX, Zhao SJ, Muttyam AK, et al. The relation between the arterial stress and restenosis rate after coronary stenting [J]. ASME J Med Dev, 2010, 4(3): 0310053.
- [3] Wholey MH, Wholey M, Mathias K, et al. Global experience in cervical carotid artery stent placement [J]. Catheter Cardiovasc Interv, 2000, 50(2): 160-167.
- [4] Wehman JC, Hanel RA, Guidot CA, et al. Atherosclerotic occlusive extracranial vertebral artery disease [J]. J Interv Cardiol, 2004, 17(4): 219-232.
- [5] 李红霞, 张艺浩, 王希诚. 基于有限元模拟的支架扩张、血流动力学及支架疲劳分析[J]. 医用生物力学[J]. 2012, 27(2): 178-185.  
Li HX, Zhang YH, Wang XC. Analysis of stent expansion,

blood flow and fatigue life based on finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2): 178-185.

- [6] 李建军, 罗七一, 谢志勇, 等. 冠脉支架的疲劳寿命的有限元体分析[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(1): 68-73.  
Li JJ, Luo QY, Xie ZY, *et al.* Fatigue life analysis of coronary stent by finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(1): 68-73.
- [7] 智友海, 史向平. NiTi 心血管支架的疲劳断裂性能分析[J]. *医用生物力学*, 2011(01): 1-6.  
Zhi YH, Shi XP. Fatigue and fracture behavior of Nitinol cardiovascular stents [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 1-6.
- [8] Auricchio F, Conti M, De Beule M, *et al.* Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis [J]. *Med Eng Phy*, 2011, 33(3): 281-289.
- [9] Gijsen F, Migliavacca F, Schievano S, *et al.* Simulation of stent deployment in a realistic human coronary artery [J]. *Biomed Eng Online*, 2008, 7: 23.
- [10] Wu W, Wang WQ, Yang DZ, *et al.* Stent expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analy-

sis[J]. *J Biomech*. 2007, 40(11): 2580-2585.

- [11] Lally C, Dolan F, Prendergast PJ. Cardiovascular stent design and vessel stresses: A finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2005, 38(8): 1574-1581.
- [12] Zhou ZM, Yin Q, Xu G L, *et al.* Influence of vessel size and tortuosity on in-stent restenosis after stent implantation in the vertebral artery ostium [J]. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 2011, 34(3): 481-487.
- [13] Glagov S, Zarins C, Giddens DP, *et al.* Hemodynamics and atherosclerosis. Insights and perspectives gained from studies of human arteries [J]. *Arch Pathol Lab Med*, 1988, 112(10): 1018-1031.
- [14] Wentzel JJ, Whelan DM, van der Giessen WJ, *et al.* Coronary stent implantation changes 3-D vessel geometry and 3-D shear stress distribution [J]. *J Biomech*, 2000, 33(10): 1289-1295.
- [15] Lee SW, Lee S, Fischer PF, *et al.* Direct simulations of transitional flow in a patient-specific carotid bifurcation with stenosis [C]// Third International Forum on Strategic Technologies. Novosibirsk-Tomsk, Russia: [s. n.], 2008: 475-479.

(上接第 24 页)

- [12] 姚文娟, 李武, 付黎杰, 等. 中耳结构数值模拟及传导振动分析[J]. *系统仿真学报*, 2009, 21(3): 651-654.
- [13] Herrmann G., Liebowitz H. *Mechanics of bone fractures*. In: *Fracture: An advanced treatise* [M]. New York: Academic Press, 1972: 772-840.
- [14] Von Békésy G. *Experiments in hearing* [M]. New York: McGraw-Hill, 1960.
- [15] Kurokawa H, Richard L. Sound pressure gain produced by the human middle ear [J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 1995, 113(4): 349-355.
- [16] Tao C, Rong Z. Mechanical properties of stapedial tendon in human middle ear [J]. *J Biomech Eng*, 2007, 129(6): 913-918.
- [17] 韩力群. *人工神经网络理论、设计及应用* [M]. 北京: 化学工业出版社, 2007.
- [18] Gan RZ, Feng B, Sun Q. Three-dimensional finite element

modeling of human ear for sound transmission [J]. *Ann Biomed Eng*, 2004, 32(6): 847-859.

- [19] 张丰德. *神经网络仿真与应用* [M]. 北京: 电子工业出版社, 2009.
- [20] 姚文娟, 李兵, 胡宝琳. 置换部分听骨膈复物后对人耳听力恢复的影响[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 58-64.  
Yao WJ, Li B, Hu BL. Effect of partial ossicular prosthesis replacement on hearing restoration of human [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 58-64.
- [21] 卫娇, 戴尅戎, 蓝宁, 等. 基于 BP 神经网络的 CT 图像骨皮质分割[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(2): 227-232.  
Wei J, Dai KR, Lan N, *et al.* Bone cortex segmentation of CT images based on BP neural network [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2): 227-232.
- [22] 陈春兰, 曾黄麟, 许立志. 基于遗传算法的神经网络集成在人耳识别中的应用[J]. *科学计算与信息处理*, 2010, 33(8): 148-150.